

[MENU](#)[SEARCH](#)[INDEX](#)[JAPANESE](#)[BACK](#)

6 / 6

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **63-294866**(43)Date of publication of application : **01.12.1988**

(51)Int.Cl.

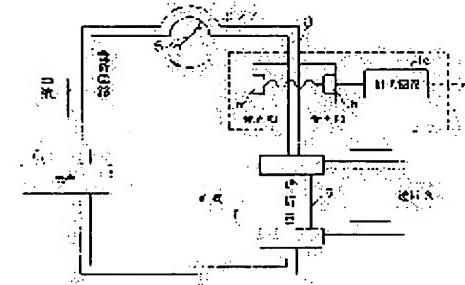
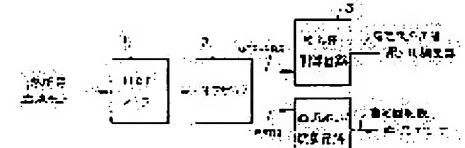
**A61M 1/14****B01D 13/00**(21)Application number : **62-133653**(71)Applicant : **IRYO KOGAKU KENKYUSHO:KK**(22)Date of filing : **28.05.1987**(72)Inventor : **OTA MICHIO****IKEBE JUN****KUMAGAI YORIAKI****SANKAI YOSHIYUKI**

### (54) DIALYTIC EFFICIENCY CONTROL APPARATUS

#### (57)Abstract:

**PURPOSE:** To prevent the frequent occurrence of a dialysis distress symptom such as the reduction in blood pressure or a shock, by lowering an extracorporeal circulating blood flow speed to delay the advance of dialysis and lowering ultrafiltration pressure to reduce a filtering speed and holding a blood amount within a tolerant range.

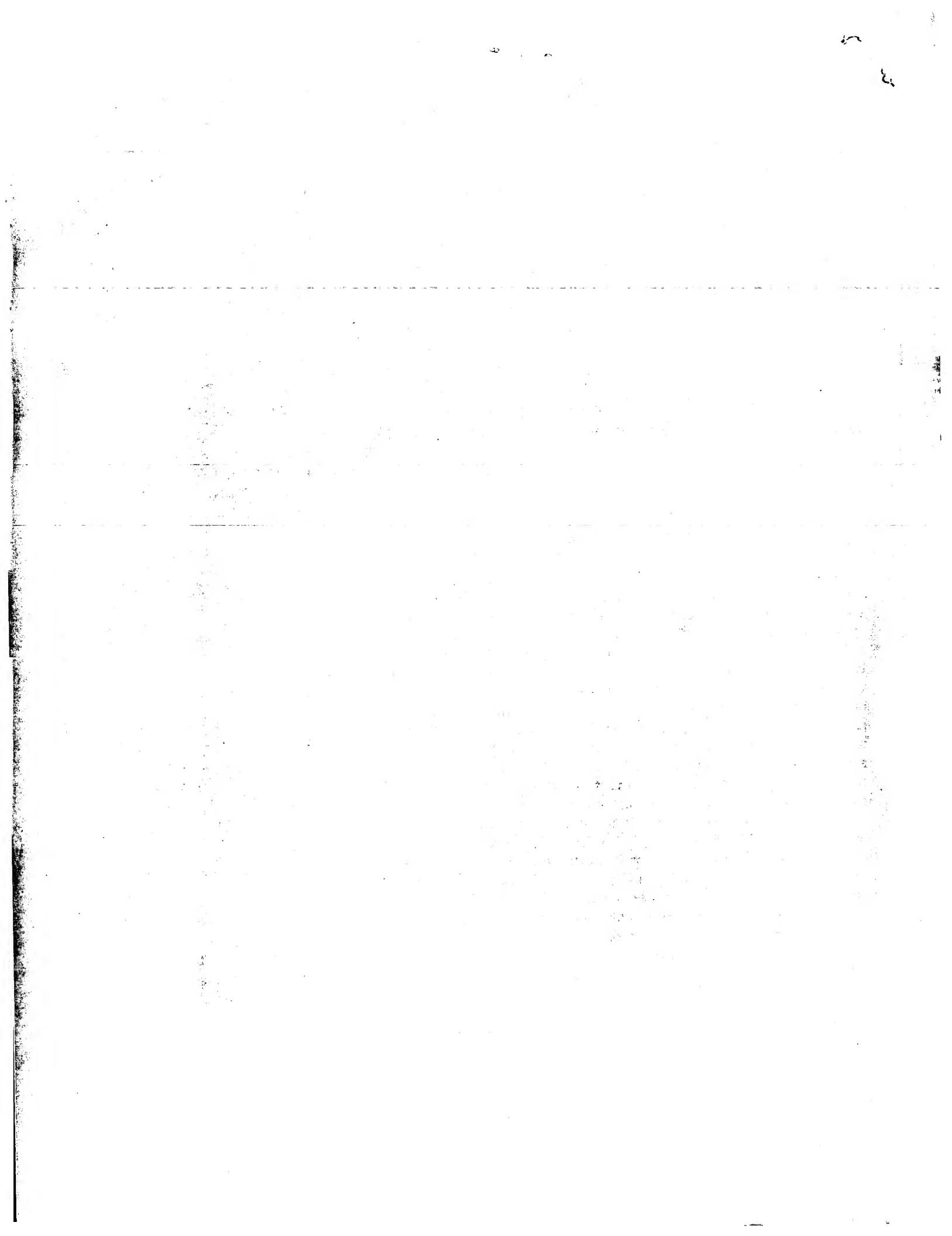
**CONSTITUTION:** The tube 8 on the side of the artery for circulating blood between a dialyser 6 and a patient by a pump 5 is held between a light emitting part using a light emitting diode and a light receiving part 1b using a photodiode both of which are provided in a continuous type hematocrit meter Hct 1 and the state of circulating blood is detected with the elapse of time and a measured value is obtained through a measuring circuit 1c. The body fluid state of a patient 7 is estimated by the observer 7 using the Hct meter 1. The deviation between the Hct measured value from the patient 7 and the Hct estimated value of a patient model 9 is eliminated by applying feedback control to each state quantity of the patient model 9 and the state quantity of the patient model 9 is allowed to coincide with that of the actual patient 7 to estimate a real value. The causes of the reduction in a blood amount are determined in the state separated into one due to the osmotic pressure of a dialysing fluid and one due to ultrafiltration and the blood circulation state of the patient is held within a safe range.



#### LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]



⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭63-294866

⑫ Int.CI.

A 61 M 1/14  
B 01 D 13/00

識別記号

351  
101

府内整理番号

7720-4C  
A-8014-4D

⑬ 公開 昭和63年(1988)12月1日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

⑭ 発明の名称 透析効率制御装置

⑮ 特願 昭62-133653

⑯ 出願 昭62(1987)5月28日

⑰ 発明者 太田 道男 神奈川県横浜市緑区長津田2816

⑱ 発明者 池辺 潤 東京都世田谷区野沢3-10-19

⑲ 発明者 熊谷 頼明 東京都大田区山王4-30-11 山王ロッジ301号

⑳ 発明者 山海 嘉之 茨城県新治郡桜村梅園2-27-5 第2岡田ハイツ203

㉑ 出願人 株式会社 医療工学研究所 東京都大田区大森南1丁目14番2号

㉒ 代理人 弁理士 小橋 信淳 外1名

明細書

1. 発明の名称 透析効率制御装置

2. 特許請求の範囲

血液透析装置の血液回路に設けられたヘマトクリットメータと、患者の体液状態推定器と、この体液状態推定器の出力によって駆動される血流ポンプア制御回路及び膜外圧制御回路とから成り、血液透析時に上記患者の血液循環状態を常に安全域内に保持することを特徴とする透析効率制御装置。

3. 発明の詳細な説明

【産業上の利用分野】

この発明は、血液透析中の患者の血液循環を良好、かつ安全な状態に保持するための制御装置に関するものである。

【従来の技術】

透析（人工腎臓）の治療において、治療時間を短縮するために透析効率を高めると、体内循環血液量が減少して、血圧降下やショック等の透析困難症の多発が問題になっている。

患者の社会復帰を促し、かつ透析の安全性を確

保するためには、この問題を是非解決しなければならない。

【問題点を解決するための手段】

上記問題を解決するために、この発明に係る透析効率制御装置は、透析中の血液量の減少の原因を透析液の浸透圧によるものと、膜外通過によるものとの二つに区分し、血液量の減少量又は減少速度が許容範囲を超える場合は、その原因に応じて対処するようにし、すなわち、透析液の浸透圧による場合は膜外循環血流速度を低下させて透析の進行を遅らせ、また、膜外通過による場合は膜外通過圧を下げて通過速度を減少させ、血液量を許容範囲内に保つようにしたものである。

【実施例】

第1図はこの発明の一実施例による透析効率制御装置の全体構成のブロック図であり、連続形ヘマトクリット（以下Hctと云う）メータ及び患者の体液状態推定器（以下オプサーバと云う）を用いて、血液量の減少量の原因を上記の透析液の浸透圧によるものと、膜外通過によるものとで分け

て把握し、患者の血液循環状態を安全な範囲内に保持する制御装置を示す。なお、上記オプサーバの理論は現代制御理論によってその基礎が確立されており、状態推定に用いる情報は多いほどよいが、患者に負担をかけたり、測定に多大な労力が必要とされる方法は望ましくなく、患者の血液循環状態の推定のために何を測定するかは非常に重要な課題である。

上記のような背景に基づき、この発明では最小限必要なものとして血液濃度を選び、この値に比例する Hct を測定することにした。Hct メータはオプトデバイス（光電子）を用いているので非接触で、かつ経時的に連続して Hct を測定することができ、これをオプサーバと組み合せれば循環血液量やその変化速度のみならず、各コンパートメント間の液体移行を推定することが可能となる。

第 1 図において、符号 1 は透析装置の血液回路より循環中の血液の状態を検出してオプサーバ 2 に入力させる Hct メータ、3 はオプサーバ 2 の第 1 の出力を受けて指定限外圧値に制御し、透析裝

のために第 4 図に示すような患者モデル 9 を構成する必要がある。

すなわち、第 4 図において、体液は細胞内液、間質液、血液の 3 つのコンパートメントからなり、これらの間の水分の移動によって血液量に変化をもたらす。同図の上段の矢印は限外濾過に起因する水分の移動を示し、下段の矢印は物質移動に起因する水分の移動を示しており、間質液から血液への補充速度 (PRR) は図における PRR1 と PRR2 との和である。

$$PRR = PRR_1 + PRR_2 \quad \dots \dots (1)$$

また、血液量の変化速度 ( $\dot{V}_b$ ) は、限外濾過速度 (UFR) と補充速度 (PRR) との差で、

$$\begin{aligned} \dot{V}_b &= PRR - UFR \\ &= (-UFR) + PRR_1 + PRR_2 \end{aligned} \quad \dots \dots (2)$$

となるので、これを積分して血液の変化量及び Hct が計算される。

第 5 図は上記のオプサーバ 2 の実施例を示すブロック図であり、図における  $1/S$ ,  $K_1/S$  は

直に設けられた限外圧調整器（図示なし）へ出力する限外圧制御回路、4 は同じくオプサーバ 2 の第 2 の出力を受けて指定回転数値に制御し、体外循環血流速度を決める血流ポンプ（図示なし）へ出力する血流ポンプ制御回路である。

第 2 図は上記 Hct メータ 1 の使用状態を示す図であり、ポンプ 5 によって透析器 6 および患者 7 間に血液を循環させる動脈側のチューブ 8 を、Hct 1 内の発光ダイオードを用いた発光部 1a と、フォトダイオードを用いた受光部 1b との間に挿入され、循環する血液の状態を経時的に検出し、計測回路 10 を介して測定値を得るようになっている。

第 3 図は上記 Hct メータ 1 を用いたオプサーバ 2 の構成を示すプロック図である。患者 7 の体液状態を推定する基本的な原理は、患者 7 からの Hct 測定値と患者モデル 9 の Hct 推定値との偏差を、患者モデル 9 の各状態量にフィードバック調節することで差をなくし、患者モデル 9 における状態量を実際の患者 7 の状態量と一致させることにより、真値を推定するのであるが、その実現

積分回路、 $1/S + a$  は 1 次遅れ回路、a は透析膜の特性に左右される定数である。また、 $K_1$ ,  $K_2$ ,  $K_3$  はオプサーバ 2 のフィードバックゲインで、このゲインはオプサーバ理論によって求められる。これらのゲインにより、Hct メータ 1 の出力 Hct と患者モデル 9 の出力 Hct との偏差は減少され、患者モデル 9 内の推定値 PRR1, PRR2,  $\dot{V}_b$  等を得ることができる。

第 6 図は上記第 5 図のシステムを臨床応用した場合の例を示す線図であり、a 図は血液量  $V_b$  で、透析開始時の血液量  $V_b(0)$  に対する比、すなわち相対血液量  $V_b/V_b(0)$  の経時的变化を示し、b 図は血液量変化速度  $\dot{V}_b$  の同じく変化過程を示し、c 図は上記  $V_b$  の各因子を第(2)式で示したように  $-UFR$ ,  $PRR_1$ ,  $PRR_2$  として、これらの各構成因子ごとの変化過程を示している。c 図で示す各因子の大きさの関係から、b 図の血液量変化速度  $\dot{V}_b$  が常に負、すなわち限外濾過に対して補充速度が不足している状態であることを示しているが、特に透析開始から 1 時間までと、

3時間以後において血液量の減少速度が大きく、このことは透析中のショックの発生頻度の高い時間帯であることを示す。

また、上記第6図bにおいて見られるよう、  
血液量の減少速度が許容範囲よりも大きい場合、  
同図cに示された各因子の大きさによって対処する。  
すなわち、-UFRとPRR1との差が大きい場合は  
限外通過速度を下げ、またPRR2が負  
の方向で大きい場合は体外循環速度を下げるよ  
うにすればよい。

### (発明の効果)

この発明は以上説明したように、Hctメータの出力値と患者モデルよりの出力値との偏差を透析モデル内にフィードバックして調節し、上記偏差を最小にするように構成したので、透析中の血液量の減少を最小限に抑制し、ショックや不均衡症候群の発生を予防できる安全な透析の実現が可能となる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例による透析効率制御装置の構成を示す。

技術認の企体構成を示すブロック図、第2図はHctメータの使用状態を示すブロック図、第3図はこの発明によるオブザーバの機能の構成を示すブロック図、第4図は第3図における患者モデルの水分移動を説明するための図、第5図は第3図に示したオブザーバの具体的構成例を示すブロック図、第6図はこの発明による装置で得られた臨床例を説明するための線図である。

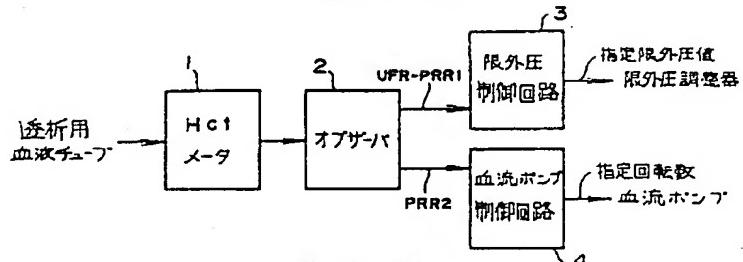
1 … 固環血液量測定器（Hctメータ）、2 … 体液状態測定器（オブザーバ）、3 … 腹外圧創抑回路、4 … 血流ポンプ制御回路。

特許出願人 株式会社 医療工業研究所

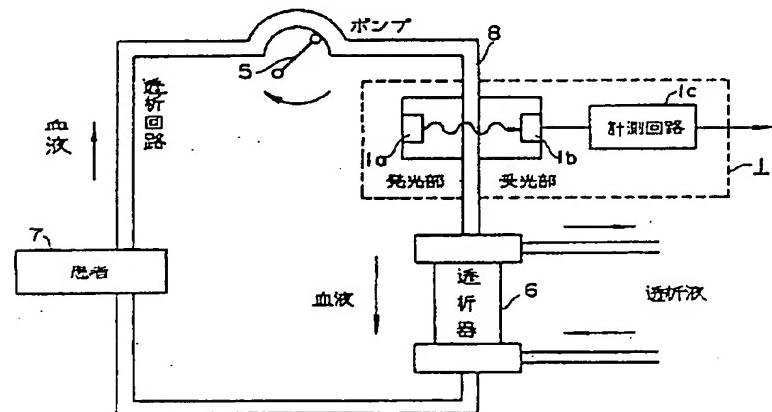
代理人弁理士 小 枝 信 淳

同 井理士 村 井 達

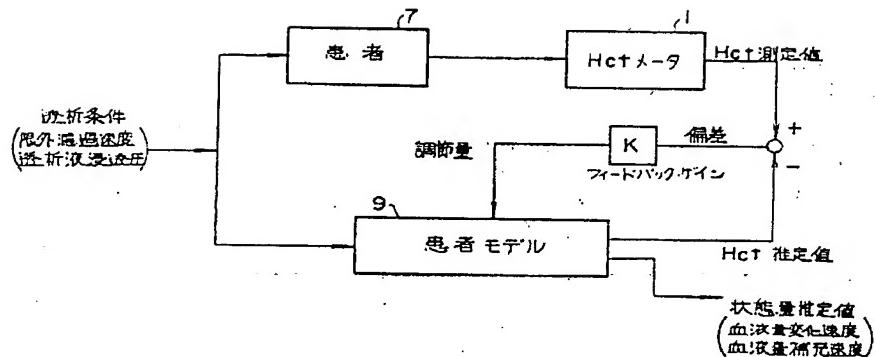
第一回



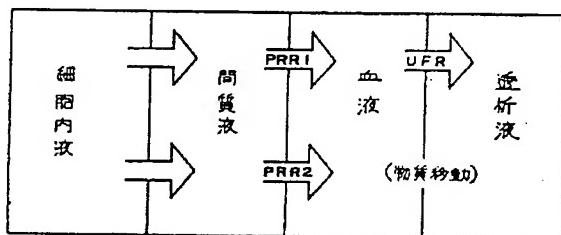
第 2 図



第3図

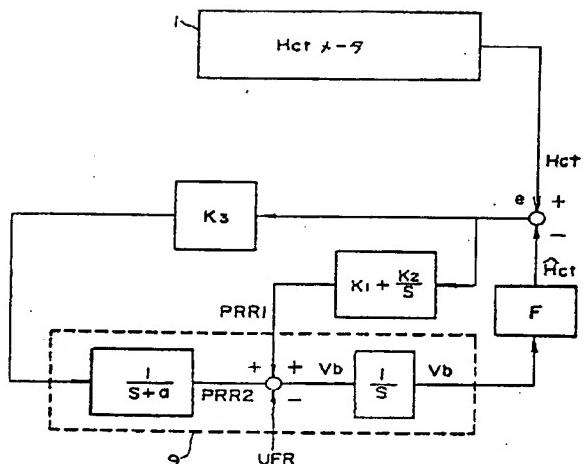
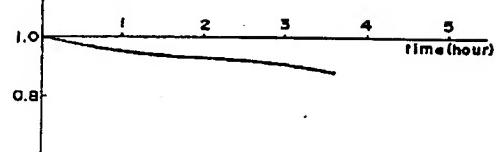
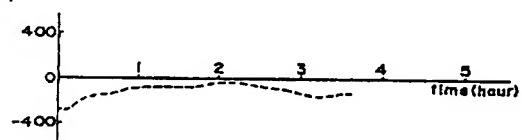


第4図



第6図

第5図

(a)  $V_b/V_b(O)$ (b)  $\cdot V_b$  (ml/hour)

(c) 速度 (ml/hour)

